

⑲ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

⑪ N° de publication :

2 809 849

(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

⑳ N° d'enregistrement national :

00 07155

⑤① Int Cl<sup>7</sup> : G 06 T 11/20, A 61 B 6/02

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 05.06.00.

③① Priorité :

④③ Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 07.12.01 Bulletin 01/49.

⑤⑥ Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du  
présent fascicule*

⑥① Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦① Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL  
TECHNOLOGY CY LLC — US.

⑦② Inventeur(s) : LIENARD JEAN, VAILLANT REGIS,  
BREHAM LAURENT et SUREDA FRANCISCO.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

⑤④ PROCÉDE ET DISPOSITIF D'ACQUISITION D'IMAGES.

⑤⑦ Procédé d'acquisition d'images d'un objet dans un système d'imagerie pourvu d'un ensemble mobile en rotation comprenant un émetteur d'un faisceau énergétique, et un récepteur du faisceau énergétique ledit faisceau énergétique étant centré sur un axe, dans lequel on définit une trajectoire continue de l'ensemble mobile selon au moins deux axes d'un repère tridimensionnel, l'axe du faisceau énergétique décrivant une courbe gauche au cours de ladite trajectoire; et, au cours de ladite trajectoire, on émet ledit faisceau énergétique et on acquiert des images.

FR 2 809 849 - A1



## Procédé et dispositif d'acquisition d'images

La présente invention relève du domaine de l'acquisition d'images, notamment d'images obtenues au moyen d'un appareil de radiologie.

5 L'invention s'applique notamment aux dispositifs d'imagerie à rayons X, par exemple dans le domaine médical, plus particulièrement mais pas exclusivement en cardiologie.

10 Un appareil de radiologie, par exemple à usage mammographique, de radiologie conventionnelle RAD ou RF, neurologique ou encore vasculaire (périphérique ou cardiaque), se compose généralement :

- d'un tube à rayons X et d'un collimateur pour former et délimiter un faisceau de rayons X,

15 - d'un récepteur d'image, généralement un intensificateur d'image radiologique et une caméra vidéo, ou encore un détecteur à l'état solide,

- d'un positionneur portant l'ensemble tube à rayons X et collimateur d'une part, et récepteur d'image d'autre part, mobile dans l'espace autour d'un ou plusieurs axes, et

20 - d'un moyen de positionnement du patient tel qu'une table pourvue d'un plateau destiné à le supporter en position allongée.

25 Un appareil de radiologie comprend encore des moyens de commande du tube à rayons X permettant de régler des paramètres tels que la dose de rayonnement X, la durée d'exposition, la haute tension d'alimentation, etc., d'un moyen de commande des différents moteurs permettant de déplacer l'appareil de radiologie autour de ses différents

axes, ainsi que le moyen de positionnement du patient, et des moyens de traitement d'image permettant une visualisation sur écran et un stockage des données pour des images bi- ou tridimensionnelles avec des fonctions telles qu'un zoom, une translation selon un ou plusieurs axes perpendiculaires, une rotation autour de différents axes, une soustraction d'images ou encore une extraction du contour. Ces fonctions sont assurées par des cartes électroniques susceptibles de faire l'objet de différents réglages.

On connaît par le document FR-A-2 705 224 un procédé d'acquisition d'images d'un corps par placement en rotation.

Plus précisément, ce document indique qu'en raison de la conicité du faisceau de rayons X, les mesures effectuées pour quantifier une lésion observée sur une image, par exemple lors d'un examen angiographique, ne sont correctes que si la direction locale du vaisseau considéré est parallèle au plan du détecteur, et que la qualité de la visualisation et de la quantification des lésions dépend fortement du choix des incidences d'acquisition.

La possibilité de positionner le plan du détecteur de l'appareil parallèlement à l'axe principal d'un vaisseau permet de visualiser le vaisseau dans les meilleures conditions. Le document propose d'utiliser deux images de référence, acquises sous deux incidences différentes, pour déterminer automatiquement l'orientation à trois dimensions du vaisseau d'intérêt. Avec un appareil à trois axes, les positions angulaires de deux premiers axes sont déterminées afin de mettre en place le troisième axe parallèlement au vaisseau. On utilise ensuite librement la rotation autour de ce troisième axe pour effectuer les acquisitions.

En radiologie cardiaque, l'utilisateur effectue des prises d'images bidimensionnelles dans le but d'obtenir des images tridimensionnelles par reconstruction. Les images bidimensionnelles sont prises en fixant les positions angulaires de deux premiers axes et en effectuant une rotation par rapport au troisième axe.

Pour obtenir des images bidimensionnelles en tant que telles, l'utilisateur effectue les réglages de positions angulaires lui-même ce qui est relativement lent. Pour chaque image prise selon une position angulaire particulière, une injection de produit de contraste est effectuée.

L'invention propose, notamment, un procédé d'acquisition d'images réduisant l'injection de produit de contraste.

L'invention propose, notamment, un procédé rapide d'acquisition d'images.

5 L'invention propose, notamment, un procédé d'acquisition d'images bidimensionnelles en vue d'une reconstruction tridimensionnelle de haute qualité.

10 Le procédé, selon un aspect de l'invention, est destiné à l'acquisition d'images d'un objet dans un système d'imagerie pourvu d'un ensemble mobile en rotation comprenant un émetteur d'un faisceau énergétique, et un récepteur du faisceau énergétique, ledit faisceau énergétique étant centré sur un axe. On définit une trajectoire continue de l'ensemble mobile selon au moins deux axes d'un repère tridimensionnel. L'axe du faisceau énergétique décrit une courbe gauche au cours de ladite trajectoire. Au cours de ladite trajectoire, on émet ledit faisceau énergétique et on acquiert des images.

15 Avantageusement, la trajectoire passe par ou à proximité immédiate d'au moins une position de référence.

20 Dans un mode de réalisation de l'invention, la trajectoire passe par ou à proximité immédiate d'une pluralité de positions de référence.

25 Le faisceau énergétique est émis au cours de ladite trajectoire pour que des images soient prises en des instants ou des endroits choisis. Dans le cas d'un appareil d'acquisition d'images de type multi-axes, un endroit est défini par des angles par rapport à un repère tridimensionnel dont les axes peuvent correspondre avec les axes mécaniques de rotation de l'appareil ou être définis par rapport à un patient (axe cranio-caudal, axe droite-gauche, etc.). On peut effectuer une telle trajectoire pendant une durée de l'ordre de 4 à 5 secondes, permettant d'utiliser une seule injection de produit de contraste.

30 L'invention peut s'appliquer, de façon intéressante, à la radiologie, en particulier cardiaque. Dans ce dernier cas, on pourra effectuer des rotations gauche-droite et craniale-caudale combinées afin d'observer de façon précise les nombreuses structures coronaires. Pour obtenir des images bidimensionnelles selon des angulations variées selon  
35 au moins deux axes, le nombre d'injections de produit de contraste est

réduit à un. Les différentes images bidimensionnelles seront prises au cours du déplacement du positionneur. La durée totale de la prise d'images est donc réduite. Pour reconstruire une image tridimensionnelle, on bénéficiera d'angulations favorables permettant une meilleure qualité  
5 d'images que dans le cas où les images bidimensionnelles destinées à la reconstruction sont prises en rotation autour d'un seul axe.

Avantageusement, la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est liée à sa position dans ledit repère tridimensionnel. Le déplacement peut être rapide pour des angulations peu intéressantes et  
10 lent à proximité d'angulations intéressantes.

Dans un mode de réalisation de l'invention, on acquiert des images du cœur d'un patient.

Avantageusement, la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est lente pendant la systole et rapide pendant la diastole.

15 Dans un mode de réalisation de l'invention, la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est lente à proximité de positions de référence et rapide entre deux positions de référence.

De préférence, la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est lente pendant la systole à proximité de positions de référence et rapide  
20 pendant la diastole entre deux positions de référence.

Avantageusement, la cadence d'acquisition des images est liée à la position de l'ensemble mobile dans ledit repère tridimensionnel.

Dans un mode de réalisation de l'invention, la cadence d'acquisition des images est lente à proximité de positions de référence et  
25 rapide entre deux positions de référence.

Dans un mode de réalisation de l'invention, on stocke dans une mémoire les positions de référence.

Dans un mode de réalisation de l'invention, on stocke dans une mémoire la trajectoire.

30 L'invention concerne également un dispositif d'acquisition d'images, par exemple radiologiques. Le dispositif comprend un émetteur d'un faisceau énergétique, un récepteur du faisceau énergétique, ledit faisceau énergétique étant centré sur un axe, et une unité de calcul apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur.  
35 L'unité de calcul comprend un moyen pour définir une trajectoire de

l'ensemble mobile selon au moins deux axes d'un repère tridimensionnel, l'axe du faisceau énergétique décrivant une courbe gauche au cours de ladite trajectoire, et un moyen pour commander l'émission dudit faisceau énergétique et l'acquisition d'images au cours de ladite trajectoire.

5 Les différents axes de rotation du dispositif sont sécants en un point appelé isocentre par lequel passe également l'axe du faisceau.

La trajectoire peut être standard, c'est à dire mémorisée dans une mémoire de l'unité de calcul dès la mise en service de l'appareil ou du logiciel, déterminée par l'unité de calcul à partir d'angulations indiquées par un utilisateur, ou encore du type précédent et mémorisé. Le déplacement de l'ensemble mobile le long de la trajectoire est ainsi automatisé et requiert moins d'attention de la part de l'utilisateur, d'où une fatigue réduite. Les images prises permettent une reconstruction tridimensionnelle pour une visualisation agréable et performante d'un objet situé dans le faisceau énergétique entre l'émetteur et le récepteur.

15 L'invention concerne également un programme d'ordinateur comprenant des moyens de code programme pour mettre en œuvre des étapes d'acquisition d'images, lorsque ledit programme fonctionne sur un ordinateur.

20 L'invention concerne également un support capable d'être lu par un dispositif de lecture de moyens de code programme qui s'y trouvent stockés et qui sont aptes à la mise en œuvre d'étapes d'acquisition d'images, lorsque ledit programme fonctionne sur un ordinateur.

25 On entend ici par angulation, un ensemble de  $n$  valeurs d'angles permettant de définir la position dans l'espace du faisceau de rayons  $X$ .  $n$  est généralement égal à 3 mais peut aussi être égal au nombre d'axes de rotation de l'appareil qui peut être différent de 3, par exemple 2 ou 4.

Un aspect de l'invention est illustré par les figures suivantes :  
la figure 1 est une vue en perspective d'un appareil de radiologie à trois axes qui peut être utilisé pour mettre en oeuvre le procédé;

30 la figure 2 est une vue schématique en perspective d'un cœur humain;

la figure 3 est une vue schématique de trois angulations;

la figure 4 est une vue schématique d'une trajectoire plane; et

35 la figure 5 est une vue schématique d'une trajectoire selon un

aspect de l'invention.

L'invention s'applique généralement aux émetteurs de rayons X et, particulièrement dans le domaine médical, aux dispositifs d'imagerie par rayons X.

5 Comme on peut le voir sur la figure 1, l'appareil de radiologie comprend un pied 1 en forme de L, avec une base 2 sensiblement horizontale et un support 3 sensiblement vertical fixé à une extrémité 4 de la base 2. A l'extrémité opposée 5, la base 2 comprend un axe de rotation parallèle au support 3 et autour duquel le pied est capable de tourner. Un  
10 bras de support 6 est fixé par une première extrémité au sommet 7 du support 3, de façon rotative selon un axe 8. Le bras de support 6 peut présenter la forme d'une baïonnette. Un bras 9 circulaire en forme de C est maintenu par une autre extrémité 10 du bras de support 6. Le bras en C 9 est apte à coulisser de façon rotative autour d'un axe 13 par rapport à  
15 l'extrémité 10 du bras de support 6.

Le bras en C 9 supporte un moyen d'émission de rayons X 11 et un détecteur de rayons X 12 en positions diamétralement opposées se faisant face. Le détecteur 12 comprend une surface plane de détection. La direction du faisceau de rayons X est déterminée par une ligne droite  
20 joignant un point focal du moyen d'émission 11 au centre de la surface plane du détecteur 12. L'axe de rotation du pied 1, l'axe 8 du bras de support 6 et l'axe 13 du bras en C 9 sont sécants en un point 14 appelé isocentre. En position moyenne, ces trois axes sont mutuellement perpendiculaires. L'axe du faisceau de rayons X passe également par le  
25 point 14.

Une table 15, prévue pour recevoir un patient, possède une orientation longitudinale alignée avec l'axe 8 en position de repos.

L'appareil de radiologie se complète par une unité de commande 16 reliée par liaison filaire 20 au positionneur formé par les éléments 1 à  
30 10, au moyen d'émission de rayons X 11 et au détecteur 12. L'unité de commande 16 comprend des moyens de traitement, tels qu'un processeur, une ou plusieurs mémoires, reliées au processeur par un bus de communication, non représentés. L'unité de commande 16 se complète par un tableau de commande 17 pourvu de boutons 18 et, éventuellement,  
35 d'une manette de commande non représentée, et par un écran 19 permettant

la visualisation d'image et, éventuellement, de type tactile.

L'appareil de radiologie peut être associé à un dispositif d'injection de produit de contraste portant la référence 21, auquel il est relié par liaison filaire 22. Le dispositif d'injection de produit de contraste  
5 21 est équipé d'une aiguille 23 et est apte à injecter un tel produit, par exemple à base d'iode, dans un vaisseau sanguin du patient pour permettre la visualisation des vaisseaux situés en aval dans le sens d'écoulement du sang, en rendant le sang plus opaque aux rayons X qu'il ne l'est naturellement.

10 L'unité de commande 16 permet de calculer une trajectoire et/ou de la mémoriser. La trajectoire peut être calculée à partir d'angulations, soit indiquées par l'utilisateur sur le tableau de commande 17, soit en positionnant l'ensemble mobile de l'appareil de radiologie selon cette angulation et en la mémorisant.

15 A titre d'exemple, en définissant une angulation par trois angles selon trois axes d'un repère tridimensionnel, soit lié à l'appareil de radiologie, soit lié au patient, l'utilisateur peut, par exemple, définir une première angulation de coordonnées  $(0,0,0)$ , une seconde angulation de coordonnées  $(0,0,\alpha)$  et une troisième angulation de coordonnées  $(0,\beta,0)$ ,  
20 avec  $\alpha$  et  $\beta$  non nuls.

L'unité de commande 16 détermine alors une trajectoire à effectuer par les parties mobiles de l'appareil de radiologie pour passer par ces trois angulations tout en tenant compte de caractéristiques de l'appareil telles que d'éventuelles angulations interdites, car risquant de  
25 provoquer une collision entre la table 15 ou le patient et le moyen d'émission de rayons X 11 ou le détecteur 12, de caractéristiques mécaniques ou électromécaniques de l'appareil de radiologie telles que l'accélération angulaire maximale selon tel ou tel axe, et le temps de trajet qui doit être le plus court possible afin qu'une seule injection de produit de  
30 contraste puisse suffire à la prise des images désirées.

A cet effet, l'unité de commande 16 envoie un signal de synchronisation au dispositif d'injection 21 pour déclencher l'injection de produit de contraste à un instant déterminé, par exemple quelques secondes avant la prise de la première image. On accroit ainsi la  
35 probabilité qu'une seule injection de produit de contraste suffise et que le

sang reste suffisamment opaque lors de la prise de la dernière image au cours de la même trajectoire.

Pour une meilleure compréhension, on a représenté sur la figure 2 un coeur humain portant la référence 24. On observe l'oreillette droite 25, l'oreillette gauche 26, le ventricule droit 27, le ventricule gauche 28, la veine cave supérieure 29, la veine cave inférieure 30, l'aorte 31, l'artère pulmonaire 32, l'artère coronaire droite ou latérale antérieure 33, l'artère interventriculaire antérieure 34, l'artère interventriculaire postérieure 35, l'artère coronaire principale gauche 36 et l'artère gauche circonflète 37. On comprend qu'une bonne visualisation des artères coronaires du coeur 24 exige des angulations variées selon plusieurs axes.

En d'autres termes, la courbe définie par l'axe du faisceau de rayons X au cours de la trajectoire des éléments mobiles de l'appareil de radiologie est une courbe gauche. Le besoin d'avoir des angulations variées selon plusieurs axes tient au fait que le coeur peut être assimilé à un objet tridimensionnel dont l'enveloppe est une surface fermée. Si l'on se place en un point à l'intérieur du coeur, son enveloppe occupe un angle solide égal à  $4\pi$ . Les éléments dont l'observation est intéressante se trouvent tout autour de cette surface fermée. Leur observation requiert idéalement un mouvement angulaire sur  $360^\circ$  selon un axe et sur  $360^\circ$  selon un autre axe, ces deux axes étant sécants.

Sur la figure 3, on a illustré par une sphère, les différents mouvements de l'axe du faisceau de rayons X. Le centre de la sphère est l'isocentre 14. Son rayon est de peu d'importance, étant donné que l'on raisonne sur les angles. Pour une meilleure compréhension, on peut considérer que le rayon de cette sphère est égal à la distance entre l'isocentre 14 et le foyer du tube à rayons X.

Le point 38 correspond à une angulation dite "frontale", c'est-à-dire que l'axe du faisceau de rayons X est vertical avec le moyen d'émission de rayons X situé en-dessous du patient et le récepteur au dessus. Le point 39 correspond à une angulation dite "oblique antérieure gauche à  $60^\circ$ ". Le point 40 correspond à une angulation dite "oblique antérieure droite à  $30^\circ$ /caudale antérieure à  $15^\circ$ ".

De façon classique, un examen d'artériographie coronaire est réalisé en effectuant l'acquisition d'images angiographiques selon

plusieurs angulations prédéterminées et fixes, appelées positions de référence. Pour chaque prise d'image, on effectue une injection de produit de contraste dans le vaisseau ou en amont du vaisseau que l'on souhaite examiner. Ensuite, on effectue une émission de rayons X pour obtenir une  
5 image desdits vaisseaux. On peut prendre plusieurs images à la même angulation pour voir les mouvements du coeur. D'une position de référence à une autre position de référence, le positionneur est déplacé de façon motorisée sur commande manuelle.

A titre d'exemple, pour une bonne visualisation de l'artère  
10 coronaire gauche, une position de référence en vue oblique antérieure droite à  $30^\circ$  est adaptée pour analyser la branche circonflexe et une partie de l'artère descendante antérieure gauche. Une autre position de référence en angulation de type légèrement caudale, c'est-à-dire avec le moyen de détection de rayons X 12 rapproché des pieds du patient en cours d'examen  
15 tout en maintenant l'angle de  $30^\circ$  précédemment décrit, peut être utilisée pour voir une autre partie de l'artère descendante antérieure gauche et éviter qu'elle ne soit recouverte, sur l'image, par la branche circonflexe des vaisseaux intermédiaires. A l'inverse, une position de référence en angulation de type crâniale en projection oblique antérieure droite permet  
20 une bonne visualisation du grand septal des vaisseaux diagonaux.

La position de référence en angulation oblique antérieure gauche à  $60^\circ$  est utilisée pour l'étude des artères diagonales et d'une partie de l'artère descendante antérieure gauche. Avec une angulation crâniale à  $20^\circ$ , l'angulation oblique antérieure gauche à  $60^\circ$  est appliquée pour éviter  
25 le raccourcissement d'une partie de l'artère descendante antérieure gauche et fournit de bonnes images du tronc principal gauche et des vaisseaux diagonaux. En vue latérale, c'est-à-dire avec l'axe du faisceau de rayons X horizontal, plus particulièrement en vue latérale gauche, on peut voir de façon optimale, une autre partie de l'artère descendante antérieure gauche  
30 et les différentes parties de la première artère diagonale et de l'artère marginale du bord gauche.

Pour l'artère coronaire droite, on pourra utiliser une position de référence en angulation de type oblique antérieur gauche à  $45^\circ$  associée avec un angle caudal de  $15^\circ$ . La position de référence en angulation  
35 oblique antérieure gauche à  $90^\circ$  avec basculement caudal de  $15^\circ$ , est

employée pour l'analyse de la partie verticale de l'artère coronaire droite et des branches collatérales, artère ventriculaire droite, artère marginale de bord droit. La position de référence en angulation oblique antérieure droite à  $45^\circ$  avec basculement caudal de  $15^\circ$ , est utilisée en général pour la  
5 visualisation de l'artère interventriculaire supérieure et des branches collatérales, artère ventriculaire droite, artère marginale de bord droit.

Sur la figure 4, est illustré, également sous la forme d'une sphère, le mouvement du positionneur dans l'appareil de radiologie pour une reconstruction tridimensionnelle à partir d'images  
10 bidimensionnelles. On effectue une acquisition en rotation durant l'injection de produit de contraste dans les vaisseaux que l'on souhaite examiner. La trajectoire du positionneur est circulaire dans un plan perpendiculaire à l'axe principal du patient.

Sur la figure 5, est illustré un exemple d'une trajectoire de positionneur selon la présente invention.  
15

De façon générale, on effectue une acquisition en rotation avec l'axe du faisceau de rayons X décrivant une surface non plane.

Dans le cas illustré, le mouvement de rotation permet de passer par les points 38, 39 et 40, définis en référence à la figure 3, et utilisés en radiologie conventionnelle comme positions de référence.  
20

La trajectoire est optimisée pour ne nécessiter qu'une seule injection de produit de contraste et être décrite par le positionneur en quatre ou cinq cycles cardiaques. La trajectoire pourrait également être optimisée pour permettre une reconstruction tridimensionnelle de l'arbre  
25 coronaire.

La vitesse angulaire peut être, avantageusement, synchronisée avec les mouvements du coeur, par exemple au moyen d'un signal d'un électrocardiogramme, avec une vitesse plutôt lente pendant la phase de systole et une vitesse plutôt rapide pendant la phase de diastole, pour  
30 prendre en compte le mouvement du coeur.

Le déplacement du positionneur sera calculé par l'unité de commande 16, de façon que les déplacements d'une position de référence à la position de référence suivante soient réalisés pendant la phase de diastole, lorsque le coeur ne bouge pratiquement pas et que le déplacement  
35 soit ralenti à proximité de la position de référence pendant que le coeur est

en phase de systole.

Dans l'unité de commande 16, peuvent être mémorisées une trajectoire telle qu'illustrée à la figure 5, ou encore des angulations de référence à partir desquelles on calcule la trajectoire. Le déplacement est  
5 alors entièrement automatisé, ce qui permet à l'utilisateur de se concentrer sur d'autres tâches.

La durée totale de la prise d'images est considérablement réduite par rapport à une prise d'images du genre de la figure 3, en raison, pour une part du déplacement automatisé sans intervention de l'utilisateur une fois  
10 qu'elle est enclenchée, pour une part par la prise d'images en mouvement, et pour une part à cause de la diminution du nombre d'injections de produit de contraste.

Par rapport à une prise d'images en vue d'une reconstruction, du genre illustré sur la figure 4, l'invention permet d'augmenter la qualité de  
15 l'image en utilisant des angulations permettant une meilleure visualisation de certaines structures coronaires.

Le fait d'avoir un déplacement du positionneur de l'appareil de radiologie défini par au moins deux rotations, permet non seulement  
20 d'obtenir les avantages de la prise d'images avec positionneur à l'arrêt (figure 3) et les avantages de la prise d'images en rotation plane simple (figure 4), mais encore des avantages supplémentaires tels que l'accroissement de la qualité de la reconstruction tridimensionnelle ou la réduction de la durée de l'examen radiologique.

Enfin, on pourra avantageusement transmettre à l'unité de  
25 commande 16 un signal émis par un électrocardiogramme 41 pour permettre la synchronisation du mouvement du positionneur et de la cadence de la prise d'image avec les mouvements du coeur.

## REVENDEICATIONS

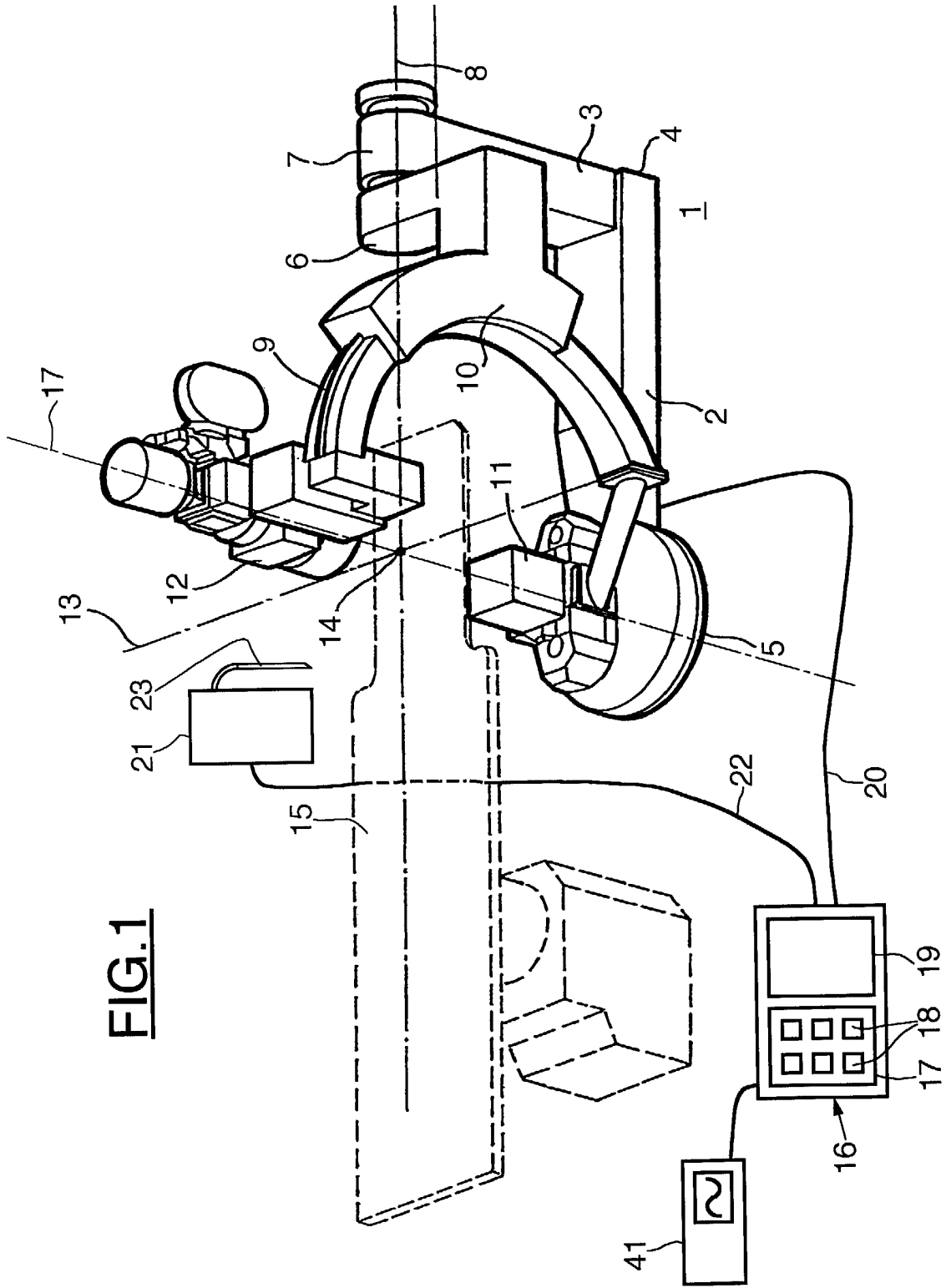
1. Procédé d'acquisition d'images d'un objet dans un système d'imagerie pourvu d'un ensemble mobile en rotation comprenant un émetteur d'un faisceau énergétique, et un récepteur du faisceau énergétique, ledit faisceau énergétique étant centré sur un axe, dans lequel on définit une trajectoire continue de l'ensemble mobile selon au moins deux axes d'un repère tridimensionnel, l'axe du faisceau énergétique décrivant une courbe gauche au cours de ladite trajectoire; et, au cours de ladite trajectoire, on émet ledit faisceau énergétique et on acquiert des images.
2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la trajectoire passe par ou à proximité immédiate d'au moins une position de référence.
3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, dans lequel la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est liée à sa position dans ledit repère tridimensionnel.
4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on acquiert des images du cœur d'un patient.
5. Procédé selon la revendication 4, dans lequel la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est lente pendant la systole et rapide pendant la diastole.
6. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la vitesse de déplacement de l'ensemble mobile est lente à proximité de positions de référence et rapide entre deux positions de référence.
7. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel la cadence d'acquisition des images est liée à la position de l'ensemble mobile dans ledit repère tridimensionnel.
8. Procédé selon la revendication 7, dans lequel la cadence d'acquisition des images est lente à proximité de positions de référence et rapide entre deux positions de référence.
9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel on stocke dans une mémoire les positions de référence.
10. Procédé selon l'une quelconque des revendications

précédentes, dans lequel on stocke dans une mémoire la trajectoire.

11. Dispositif d'acquisition d'images (1), du type comprenant un émetteur (7) d'un faisceau énergétique, un récepteur (3) du faisceau énergétique, ledit faisceau énergétique étant centré sur un axe, et une  
5 unité de calcul (16) apte à commander l'émetteur et à traiter des données provenant du récepteur, caractérisé par le fait que l'unité de calcul comprend un moyen pour définir une trajectoire de l'ensemble mobile selon au moins deux axes d'un repère tridimensionnel, l'axe du  
10 faisceau énergétique décrivant une courbe gauche au cours de ladite trajectoire, et un moyen pour commander l'émission dudit faisceau énergétique et l'acquisition d'images au cours de ladite trajectoire.

15

20



**FIG.1**

FIG.2

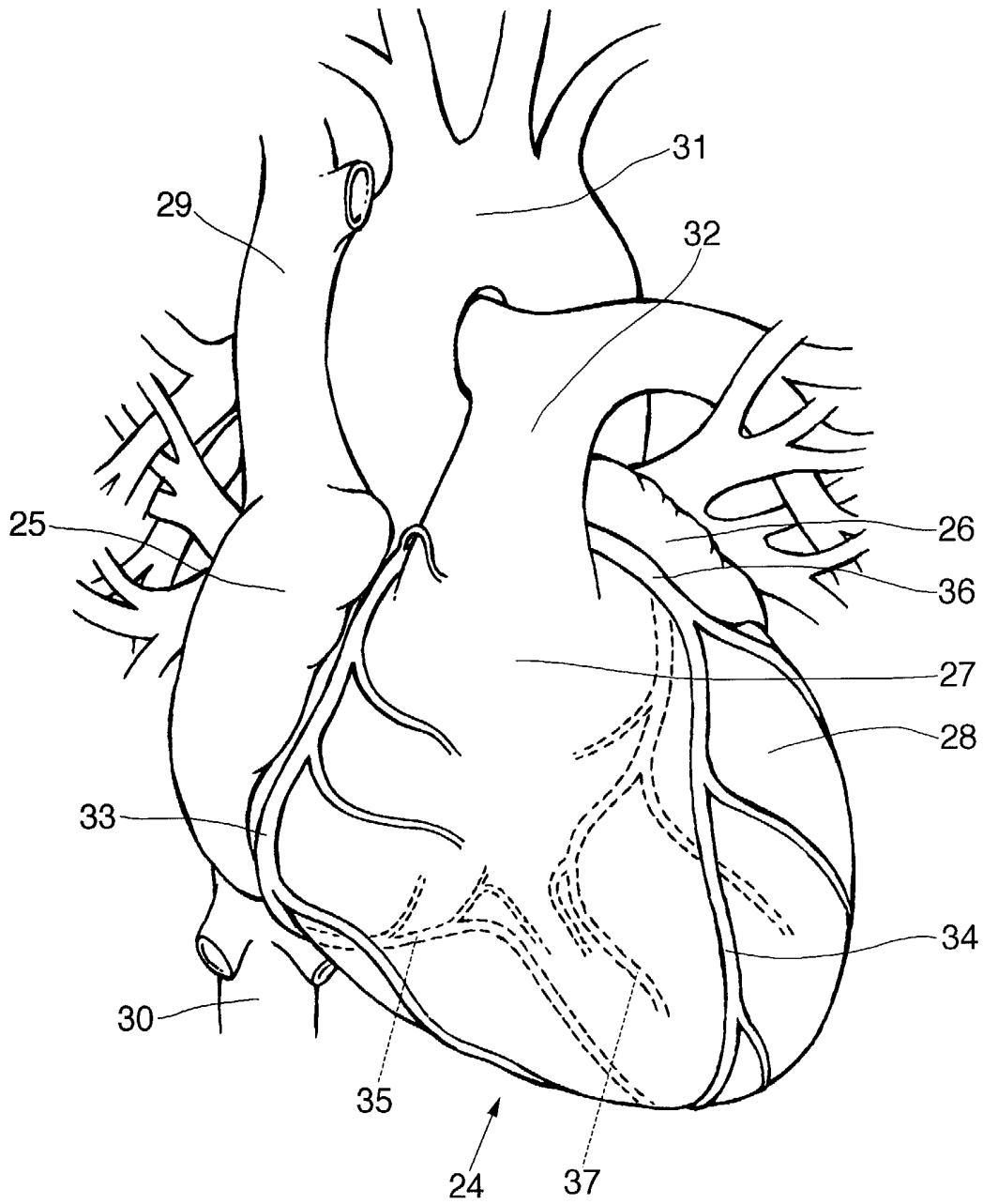


FIG.5

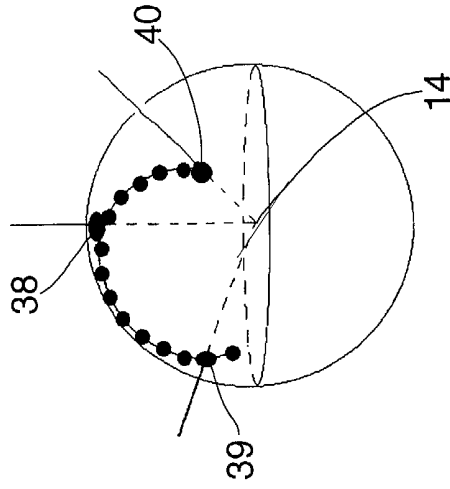


FIG.4

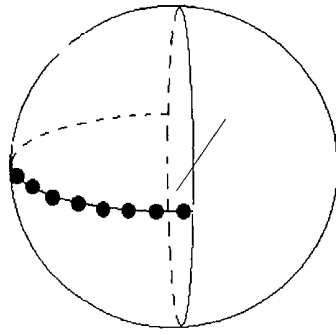
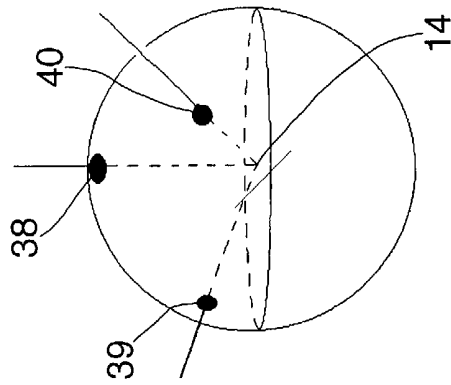


FIG.3



**RAPPORT DE RECHERCHE  
PRÉLIMINAIRE**  
établi sur la base des dernières revendications  
déposées avant le commencement de la recherche

2809849

N° d'enregistrement  
nationalFA 588337  
FR 0007155

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	EP 0 389 333 A (GEN ELECTRIC CGR) 26 septembre 1990 (1990-09-26)	1-4,9-11	G06T11/20 A61B6/02
Y	* colonne 3, ligne 55 - colonne 4, ligne 58 *	5-8	
Y	US 5 600 699 A (SUZUKI MASAKAZU ET AL) 4 février 1997 (1997-02-04)	6-8	
A	* colonne 5, ligne 16 - ligne 47 * * figures 3B,3C *	1,11	
Y	US 4 053 779 A (BARBIERI MARCELLO) 11 octobre 1977 (1977-10-11)	5	
A	* colonne 9, ligne 32 - colonne 10, ligne 7 * * colonne 12, ligne 4 - ligne 19 * * figure 6 *	1,11	
			<b>DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)</b>
			A61B
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		16 février 2001	Martelli, L
<p><b>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</b></p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul  Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un  autre document de la même catégorie  A : arrière-plan technologique  O : divulgation non-écrite  P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention  E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure  à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date  de dépôt ou qu'à une date postérieure.  D : cité dans la demande  L : cité pour d'autres raisons</p> <p>&amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>			

1